

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
30 septembre 2004 (30.09.2004)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2004/082537 A1**

(51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : **A61F 2/24**

(74) Mandataire : MICHELI & CIE; 122, rue de Genève,  
Case Postale 61, CH-1226 Thônex (CH).

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/IB2004/000707

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de  
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AT,  
AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO,  
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB,  
GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG,  
KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG,  
MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH,  
PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN,  
TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(22) Date de dépôt international : 8 mars 2004 (08.03.2004)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :

480/03 21 mars 2003 (21.03.2003) CH  
60/457,291 26 mars 2003 (26.03.2003) US

(71) Déposants et

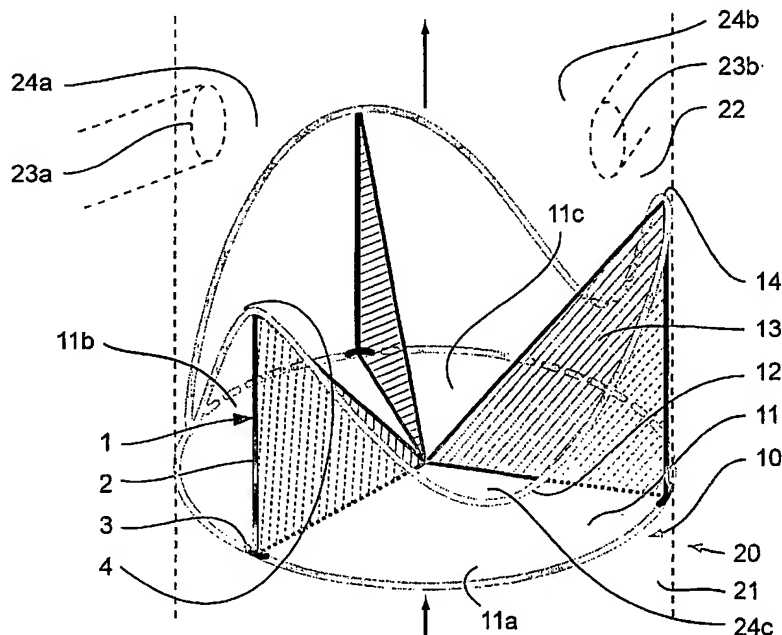
(72) Inventeurs : ANDRIEU, Raymond [CH/CH]; 7, ch  
de Chanta-Merloz, CH-1137 Yens (CH). KALANGOS,  
Afksendiyos [TR/CH]; 40, Route de Malagnou, CH-1208  
Genève (CH).

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de  
protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM,  
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien  
(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT,  
BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR,  
HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: INTRAPARIETAL AORTIC VALVE REINFORCEMENT DEVICE AND REINFORCED AORTIC VALVE

(54) Titre : DISPOSITIF DE RENFORT INTRAPARIETAL POUR VALVE AORTIQUE ET VALVE AORTIQUE RENFORCEE



(57) Abstract: The present invention relates to an intraparietal reinforcement device (1) for use in a biological prosthesis (10), as well as a biological prosthesis (10) provided with a device of this type. The device (1) is particularly suitable for use within the organic tissue of the biological prosthesis (10), and for reinforcing the structure of the prosthesis so that it retains its shape once implanted.

[Suite sur la page suivante]

BEST AVAILABLE COPY

WO 2004/082537 A1



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— avec rapport de recherche internationale

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

---

**(57) Abrégé :** La présente invention concerne un dispositif de renfort intraparietal (1) destiné à être intégré dans une prothèse biologique (10) ainsi qu'une prothèse biologique (10) munie d'un tel dispositif. Le dispositif (1) est notamment adapté à être placé à l'intérieur du tissu organique de cette prothèse biologique (10) et à renforcer la structure de cette dernière de manière à maintenir sa forme après l'implantation.

## DISPOSITIF DE RENFORT INTRAPARIETAL POUR VALVE AORTIQUE ET VALVE AORTIQUE RENFORCEE

La présente invention concerne un dispositif de renfort intraparietal destiné  
5 à être intégré dans une prothèse biologique ainsi qu'une prothèse biologique  
munie d'un tel dispositif.

La chirurgie cardiaque connaît une évolution constante due à l'avancée  
technique au niveau des matériels et des techniques utilisés. Notamment, les  
prothèses valvulaires pour le cœur font l'objet de recherches et plusieurs types de  
10 ces prothèses sont actuellement disponibles.

On connaît d'abord les prothèses mécaniques consistant essentiellement  
en une pièce métallique comprenant une cage et les clapets constituant la valve  
proprement dite ainsi qu'en une couronne de tissu synthétique comme le Téflon  
permettant de solidariser le dispositif avec le pourtour de l'orifice à remplacer.  
15 Malgré sa durée de vie importante, ce type de prothèses a des désavantages non  
négligeables, en particulier la nécessité d'un traitement anticoagulant du patient  
pendant toute sa vie.

Il existe également des prothèses biologiques qui permettent, entre autre,  
de supprimer ce traitement anticoagulant. Elles sont souvent des valves animales  
20 prélevées essentiellement sur le porc et traitées ensuite par un procédé adapté  
afin de les préparer pour l'implantation dans le corps humain. Actuellement, on  
peut regrouper ces prothèses biologiques en deux différentes catégories, les  
prothèses stentées d'une part et les prothèses non-stentées d'autre part.

Les premières consistent en une valvule biologique, par exemple la valvule  
25 aortique porcine ou une valve biologique reconstruite à partir du péricarde bovin,  
et en une couronne rigide. Cette couronne est réalisée en un matériau adapté  
comme le Titanium couvert d'un tissu comme le Téflon et entoure la valvule à  
laquelle elle est fixée. Ainsi, elle sert, d'une part, comme support de la valvule  
biologique de manière à la maintenir sur place et dans sa forme une fois implantée

et, d'autre part, comme point d'encrage sur lequel sont placés les points de suture qui fixent la prothèse biologique stentée à l'orifice à équiper avec la valvule. La couronne est donc un élément intermédiaire artificiel entre les parois naturelles de l'orifice et la valvule biologique implantée. De sa conception, elle permet donc de

5 réaliser l'implantation de la prothèse biologique préparée préalablement de façon simplifiée dans le sens qu'elle ne nécessite qu'un seul plan de suture autour de son pourtour au niveau de l'anneau de la valve native à remplacer, la prothèse biologique étant fixée et maintenue en place par ce support, le stent. Par contre, hormis de permettre cette technique d'implantation relativement simple et

10 avantageuse, la présence de cette couronne entraîne également des désavantages importants, notamment du fait que la prothèse biologique comprenant cette couronne rigide comme stent est placée dans l'orifice naturel, l'espace disponible pour la valvule de remplacement est diminué par rapport à la valve humaine originale par la surface de la circonférence occupée par le stent.

15 Par conséquent, le gradient de pression dans la valve de remplacement est artificiellement augmenté par la présence du stent.

De ce fait, on utilise maintenant également des prothèses biologiques non-stentées comportant seulement un tissu synthétique comme le Téflon cousu autour de son pourtour lors du procédé de préparation d'une telle prothèse ou un

20 tissu biologique comme le péricarde préalablement traité. Ces deux types de tissus occupent sensiblement moins de volume qu'un stent du type décrit ci-haut. Le gradient de pression dans la valve de remplacement ressemble ainsi plus à la valeur naturelle. Du fait de la souplesse augmentée de ce type de prothèse biologique par rapport aux prothèses biologiques stentées ainsi que par rapport

25 aux prothèses mécaniques, il présente également un avantage au niveau de l'hémodynamique à travers l'orifice équipé de la valvule de remplacement. Par contre, ces avantages sont contrebalancés par le fait que la complexité de la technique et donc le temps d'implantation d'une telle prothèse non stentée sont considérablement augmentés. En effet, l'absence d'un stent maintenant la valvule

biologique en place et lui rendant la stabilité nécessaire oblige le chirurgien de placer, lors de l'implantation, une suture supplémentaire autour du pourtour de la valvule en position sous coronarienne. En plus, la prothèse biologique doit être implantée, par exemple dans le cas d'un remplacement de la valvule aortique, dans une orientation précise mais peu visible pour le chirurgien du fait qu'elle est placée à l'intérieur de l'orifice naturel. Si la structure rigide du stent peut servir dans le cas d'une prothèse biologique stentée comme moyen de repérage de l'orientation nécessaire, l'implantation est rendue d'autant plus difficile dans le cas des prothèses biologiques non-stentées du fait de l'absence de ce repère.

10 Le but de la présente invention est d'obvier aux inconvénients précités des moyens actuels et de créer un dispositif de renfort pour des prothèses biologiques permettant la réalisation des prothèses biologiques réunissant les avantages à la fois des prothèses biologiques conventionnelles stentées et non-stentées, notamment de réaliser des prothèses biologiques étant rigidifiées et maintenues dans leur forme voulue sans recours à un stent traditionnel et disposant d'un maximum de la surface voire du volume disponible pour leur fonction primaire, ceci tout en pouvant appliquer la technique d'implantation relativement simple et rapide des prothèses biologiques stentées actuelles à ce nouveau type de prothèses biologiques renforcées.

20 Ainsi, la présente invention a pour objet un dispositif de renfort intraparietal pour prothèses biologiques comprenant les caractéristiques énoncées à la revendication 1, le dispositif étant notamment adapté à être placé à l'intérieur du tissu organique de cette prothèse biologique et à renforcer la structure de cette dernière de manière à maintenir sa forme après implantation, ainsi que des prothèses biologiques munies d'au moins un dispositif de ce genre, comme énoncé à la revendication 11 et suivantes.

25 Le dispositif comprend en particulier une tige intraparietale adaptée pour être insérée dans le tissu organique de la prothèse biologique et une jambe fixée à une première extrémité de la tige.

Par ces mesures, on obtient un dispositif adapté à rendre une prothèse biologique, sans recours à un stent conventionnel volumineux, suffisamment stable et rigide pour la maintenir dans sa forme souhaitée, le gradient de pression dans la valvule de remplacement étant, du fait de la surface disponible accrue, plus comparable à l'état naturel préalable et de ce fait prolongeant la durée de vie de la prothèse biologique, comme pour une prothèse biologique non stentée, tout en ouvrant la possibilité de transposer la technique d'implantation favorable des prothèses biologiques stentées au nouveau type de prothèses biologiques ainsi créés.

10 D'autres avantages ressortent des caractéristiques exprimées dans les revendications dépendantes et de la description exposant ci-après l'invention plus en détail à l'aide de dessins.

Les dessins annexés illustrent schématiquement et à titre d'exemple, plusieurs formes d'exécution de l'invention.

15 Les figures 1a-c illustrent schématiquement le principe et trois formes d'exécution différentes d'un dispositif de renfort intraparietal pour prothèses biologiques.

La figure 2 est une vue schématique d'une prothèse biologique munie des dispositifs de renfort intraparietal et placée, à titre d'exemple, entre la racine aortique et l'aorte ascendante.

20 L'invention va maintenant être décrite en détails en référence aux dessins annexés. La description va se référer, à titre d'exemple et afin de simplifier les explications, mais sans limiter l'application de la présente invention à ce cas de figure, notamment à une prothèse biologique renforcée à l'aide des dispositifs selon l'invention et particulièrement adaptée pour le remplacement de la valve aortique du cœur.

Cette même valve peut être également implantée en position mitrale ou tricuspide à condition que l'on respecte la direction du flux sanguin.

La figure 1a montre une première forme d'exécution d'un dispositif de renfort intraparietal 1 destiné à être intégré dans une prothèse biologique selon la présente invention. Ce dispositif comprend une partie centrale réalisée par une tige intraparietale 2 qui est adaptée pour être insérée dans le tissu organique de la prothèse biologique et une première partie terminale réalisée par une jambe 3 fixée perpendiculairement à la partie centrale à une première extrémité de la tige 2. Le dispositif, tout au moins sa partie centrale, est donc adapté à être placé à l'intérieur du tissu organique d'une prothèse biologique et permet ainsi de renforcer la structure de cette dernière de manière à maintenir sa forme après implantation.

La partie centrale du dispositif 1 peut être, comme le montre la figure 1a, formée par une tige 2 toute droite et simple. Elle peut également prendre la forme d'une tige intraparietale 2 ayant sur sa surface une partie hélicoïdale 2a en forme d'un pas de vis, comme représenté sur la figure 1b. Cette partie centrale pourrait aussi être formée par une tige 2 avec une forme hélicoïdale, de manière à former un « tire-bouchon en miniature », comme cela est illustré schématiquement à la figure 1c. Ces deux dernières variantes sont intéressantes car elles permettent de stabiliser le dispositif 1 dans la position dans laquelle il a été introduit dans le tissu de la prothèse biologique.

Sur la deuxième extrémité opposée à la première extrémité portant la jambe 3 susmentionnée, la tige 2 peut comprendre une partie pointue 2b adaptée pour percer et pour pénétrer, sans causer de dommages, le tissu organique de la prothèse biologique. Ce cas de figure est, à titre d'exemple, illustré à la figure 1b, mais les formes d'exécution des figures 1a et 1c peuvent également comporter cette caractéristique facilitant l'insertion du dispositif de renfort intraparietal 1 dans le tissu organique de la prothèse biologique.

Comme le montre la figure 1c, le dispositif peut, en plus, comprendre une deuxième partie terminale sous forme d'une attache 4 adaptée pour être fixée sur la deuxième extrémité de sa partie centrale. Cette attache joue, notamment dans

le cas où la deuxième extrémité comprend une partie pointue 2b, le rôle d'un capuchon afin de recouvrir cette partie pointue 2b et de garantir la stabilité du dispositif 1 dans la position dans laquelle il a été introduit dans le tissu organique de la prothèse biologique. L'attache 4 peut être tout droite ou peut être réalisée  
5 par une barre courbée, la courbure correspondant à la courbure de la circonférence extérieure de la prothèse biologique au niveau du plan d'intersection où l'attache doit être placée.

La même remarque s'applique à la jambe 3 fixée sur la première extrémité de la partie centrale du dispositif, qui peut être réalisée simplement par une barre  
10 droite ou par une barre courbée, la courbure correspondant à la courbure de la circonférence extérieure de la prothèse biologique au niveau du plan d'intersection où la jambe 3 doit être placée, qui correspond normalement, dans le cas susmentionné à une prothèse biologique pour une valve aortique, ou mitrale, tricuspide, environ au plan dans lequel se trouve cette valve.

15 Le dispositif de renfort intraparietal 1 est réalisé en un matériau adapté pour garantir une stabilité suffisante tout en ayant une certaine souplesse, comme un polymère souple ou/et semi-rigide et/ou rigide, ou un métal souple comme le Titanium.

Après avoir décrit le dispositif 1 en tant que tel, va suivre maintenant, en  
20 référence à la figure 2, une description détaillée d'un exemple d'une prothèse biologique renforcée à l'aide de ce genre de dispositif. Cette figure montre une vue schématique d'une prothèse biologique pour le remplacement de la valve aortique 10 munie des dispositifs de renfort intraparietal 1 selon la présente invention et placée dans l'aorte 20, entre la racine aortique 21 et l'aorte ascendante 22.

25 Comme représenté à la figure 2, la prothèse biologique pour le remplacement de la valve aortique 10 susmentionnée est munie d'au moins un dispositif de renfort intraparietal 1 d'une forme d'exécution décrite ci-dessus, et dans le cas spécifique de préférence de trois dispositifs 1. En ce qui concerne la partie biologique de la prothèse 10, il s'agit dans la plupart des cas d'une valvule



aortique porcine qui est équipée, lors d'un traitement préalable avant l'implantation, de dispositifs de renfort intraparietal 1.

L'agencement du dispositif de renfort intraparietal 1 et son emplacement dans la prothèse biologique renforcée se comprend facilement en vue de la structure naturelle de la valvule aortique porcine à équiper correspondant à la valvule humaine à remplacer. Cette valvule aortique voire la prothèse biologique, représentée schématiquement à la figure 2, comprend essentiellement trois feuillets 11a, 11b et 11c formant le plan de la valvule, une paroi externe tubulaire 12 faisant, originalement, partie de la paroi tubulaire de l'aorte animale et entourant le plan formé par les feuillets, ces dernières étant à leur extrémité extérieure solidaires de cette paroi externe tubulaire 12, ainsi que pour chacun des feuillets 11a, 11b et 11c des parois verticales sensiblement triangulaires appelées commissures 13 qui s'étendent vers le centre de la valve ou de la cavité cardiaque pour les positions mitrale ou tricuspide, et qui sont solidaires, d'une part, des deux extrémités des feuillets 11a, 11b et 11c orientées à l'intérieur de la valve ou de la cavité cardiaque pour les positions mitrale ou tricuspide et, d'autre part, de la paroi externe tubulaire 12. Ainsi, le flux du sang peut se propager dans le sens de la racine aortique 21 vers l'aorte ascendante 22, ou de l'oreillette vers la cavité ventriculaire correspondante, comme indiqué par les flèches dans la figure 2, tandis que ceci n'est pas possible dans le sens inverse. La valvule aortique porcine servant comme partie biologique de la prothèse biologique renforcée 10 est prélevée de l'aorte animale et, dans le cas d'un remplacement de la valve aortique décrit ici à titre d'exemple, la paroi externe tubulaire 12 est normalement coupée dans une forme sinusoïdale afin, d'une part, d'intégrer les jonctions sino-tubulaires 14 correspondant aux points de contact les plus élevés par rapport au plan de la valvule, entre le paroi externe tubulaire 12 et les commissures 13 et, d'autre part, de ménager de l'espace pour l'artère coronaire droite 23a respectivement l'artère coronaire gauche 23b débouchant au niveau du sinus de Valsalva droit 24a respectivement du sinus de Valsalva gauche 24b. La

partie de cette paroi 12 en face du sinus de Valsalva non-coronaire 24c peut également comporter une forme sinusoïdale.

Etant donné cette configuration naturelle de la valvule aortique, la tige intraparietale 2 des dispositifs de renfort intraparietal 1 est placée à l'intérieur de la paroi externe tubulaire 12 de la valvule le long des lignes d'intersection de cette paroi avec les commissures 13 de la valvule. Cette disposition est illustrée dans la figure 2, la jambe 3 du dispositif 1 étant placée dans la partie inférieure de la prothèse au niveau du plan de la valvule, point qui sert également comme point d'insertion du dispositif dans le tissu de la prothèse biologique, et l'attache 4 étant, le cas échéant, placée environ au niveau de la jonction sino-tubulaire 14. La longueur de la partie centrale du dispositif 1 dépend de la taille de la valve aortique, mitrale ou tricuspide à équiper et est normalement compris entre 3 et 30 mm. Elle peut être choisie de façon à correspondre à la longueur de la ligne d'intersection des commissures 13 avec la paroi externe tubulaire 12 de la valvule, peut être légèrement plus longue afin de dépasser de quelques millimètres la jonction sino-tubulaire 14 ou peut également être légèrement plus courte. La jambe 3 et l'attache 4 s'étendent latéralement et perpendiculairement de la tige 2 d'environ 1 à 4 mm afin de longer la circonférence périphérique de la prothèse biologique 10. L'épaisseur des éléments du dispositif est de quelques dixièmes d'un millimètre. Les dispositifs de renfort intraparietal 1 permettent ainsi de rendre la valvule aortique porcine et surtout les commissures 13 et la paroi externe tubulaire 12 suffisamment stables pour maintenir leur forme après l'implantation.

La jambe 3 et/ou, si présente, l'attache 4 des dispositifs de renfort intraparietal 1 sont/est couvertes par un tissu en Téflon, comme peut l'être tout le pourtour extérieur de la paroi externe tubulaire 12 de la prothèse biologique renforcée 10. La première mesure permet, entre autre, de garantir la séparation des éléments du dispositif de renfort intraparietal 1 du circuit sanguin, la deuxième mesure permet de disposer d'une grande surface d'encrage pour la suture

appliquée lors de l'implantation de la prothèse biologique renforcée 10 dans le corps humain.

Un dispositif de renfort intraparietal selon la présente invention peut être utilisé pour toute prothèse biologique nécessitant son renfort par des moyens occupant le moins d'espace possible afin de disposer de cet espace pour sa fonction primaire, comme la fonction valvulaire dans l'exemple décrit ci-dessus, et son application n'est donc pas limitée à cet exemple d'une prothèse biologique pour le remplacement de la valvule sigmoïde de l'aorte, mitrale ou tricuspide.

Ainsi, une prothèse biologique 10 renforcée à l'aide des dispositifs de renfort intraparietal 1 permet, de par sa conception, de réaliser l'implantation de la prothèse biologique 10, préparée et équipée préalablement, de façon relativement simple et rapide dans le sens qu'elle ne nécessite qu'une seule suture autour de son pourtour au niveau du plan de l'anneau valvulaire, celle-ci et surtout les commissures 13 étant rigidifiées et maintenues en place par les dispositifs 1, de manière analogue au cas des prothèses biologiques stentées. Comme la prothèse biologique doit être implantée, surtout dans le cas d'un remplacement de la valvule aortique, dans une orientation précise mais peu visible pour le chirurgien du fait qu'elle est placée à l'intérieur de l'orifice naturel, les dispositifs de renfort intraparietal 1 peuvent également servir comme moyen de repérage de l'orientation nécessaire, facilitant ainsi l'implantation. De plus, l'espace disponible pour la valvule de remplacement est, dû à l'absence d'une structure rigide volumineuse comme le stent conventionnel, similaire à celui de la valve humaine originale. Par conséquent, le gradient de pression dans la valve de remplacement est également similaire à sa valeur naturelle, au lieu d'être artificiellement augmenté par la présence d'un stent. En plus, du fait de la souplesse d'une telle prothèse biologique renforcée par rapport aux prothèses biologiques stentées ainsi que par rapport aux prothèses artificielles, elle présente un avantage au niveau de l'hémodynamique à travers l'orifice équipé de cette valvule de remplacement.

La présente invention permet donc de créer un dispositif de renfort intraparietal pour des prothèses biologiques permettant la réalisation des prothèses biologiques réunissant les avantages à la fois des prothèses biologiques conventionnelles stentées et non-stentées, notamment de réaliser des

5 prothèses biologiques étant rigidifiées et maintenues dans leur forme voulue sans recours à un stent traditionnel et disposant d'un maximum de la surface voire du volume disponible pour leur fonction primaire, ceci tout en pouvant transposer la technique d'implantation relativement simple et rapide des prothèses biologiques stentées actuelles à ce nouveau type de prothèses biologiques renforcées.

## Revendications

- 5 1. Dispositif de renfort intraparietal (1) destiné à être intégré dans une prothèse biologique (10), caractérisé par le fait qu'il est adapté à être placé à l'intérieur du tissu organique de cette prothèse biologique (10) et à renforcer la structure de cette dernière de manière à maintenir sa forme après implantation.
- 10 2. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon la revendication précédente, caractérisé par le fait qu'il comprend une tige intraparietale (2) adaptée à être insérée dans le tissu organique de la prothèse biologique (10) et une jambe (3) fixée à une première extrémité de la tige (2).
- 15 3. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon la revendication précédente, caractérisé par le fait qu'il comprend en plus une attache (4) adaptée à être fixée sur une deuxième extrémité de la tige (2).
- 20 4. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon l'une des revendications 2 à 3, caractérisé par le fait que la tige intraparietale (2) est droite.
- 5 5. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon l'une des revendications 2 à 3, caractérisé par le fait que la tige intraparietale (2) a une forme hélicoïdale.
- 25 6. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon l'une des revendications 2 à 5, caractérisé par le fait que la tige (2) comprend sur sa surface une partie hélicoïdale (2a).

7. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon l'une des revendications 2 à 6, caractérisé par le fait que la tige (2) comprend à la deuxième extrémité une partie pointue (2b) adaptée à percer et à pénétrer, sans causer des dommages, le tissu organique de la prothèse biologique (10).

5

8. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon l'une des revendications 2 à 7, caractérisé par le fait que la jambe (3) est réalisée par une barre droite.

10

9. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon l'une des revendications 2 à 7, caractérisé par le fait que la jambe (3) est réalisée par une barre courbée, la courbure correspondant à la courbure de la circonférence extérieure de la prothèse biologique (10).

15

10. Dispositif de renfort intraparietal (1) selon l'une des revendications 3 à 9, caractérisé par le fait que l'attache (4) est réalisée par une barre courbée, la courbure correspondant à la courbure de la circonférence extérieure de la prothèse biologique (10).

20

11. Prothèse biologique (10), caractérisée par le fait qu'elle est munie d'au moins un dispositif de renfort intraparietal (1) selon l'une des revendications précédentes.

25

12. Prothèse biologique (10) selon la revendication précédente, caractérisée par le fait qu'il s'agit d'une valvule aortique animale comprenant des dispositifs de renfort intraparietal (1).

13. Prothèse biologique (10) selon la revendication précédente, caractérisée par le fait que la tige intraparietal (2) des dispositifs de renfort intraparietal (1) est placée à l'intérieur de la paroi externe tubulaire (12)

13

de la valvule le long des lignes d'intersection de cette paroi (12) avec les commissures (13) de la valvule.

14. Prothèse biologique (10) selon la revendication précédente, caractérisée  
5 par le fait que la jambe (3) et/ou l'attache (4) des dispositifs de renfort  
intraparietal (1) sont/est couvertes par un tissu en téflon.

10

15

1/1

Fig.1a

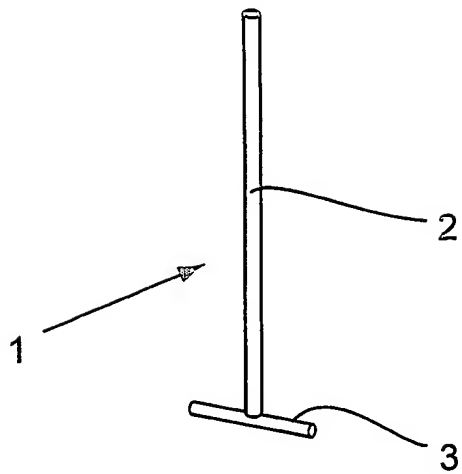


Fig.1b

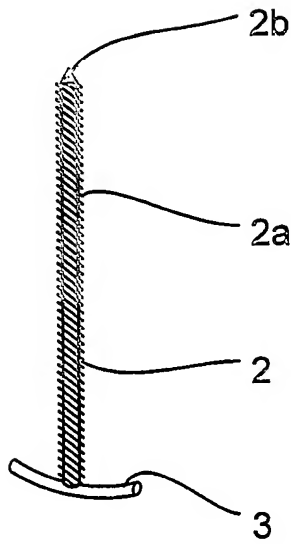


Fig.1c

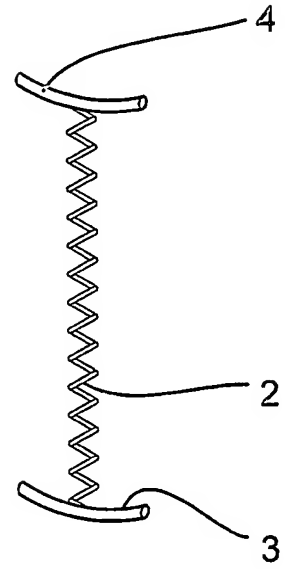
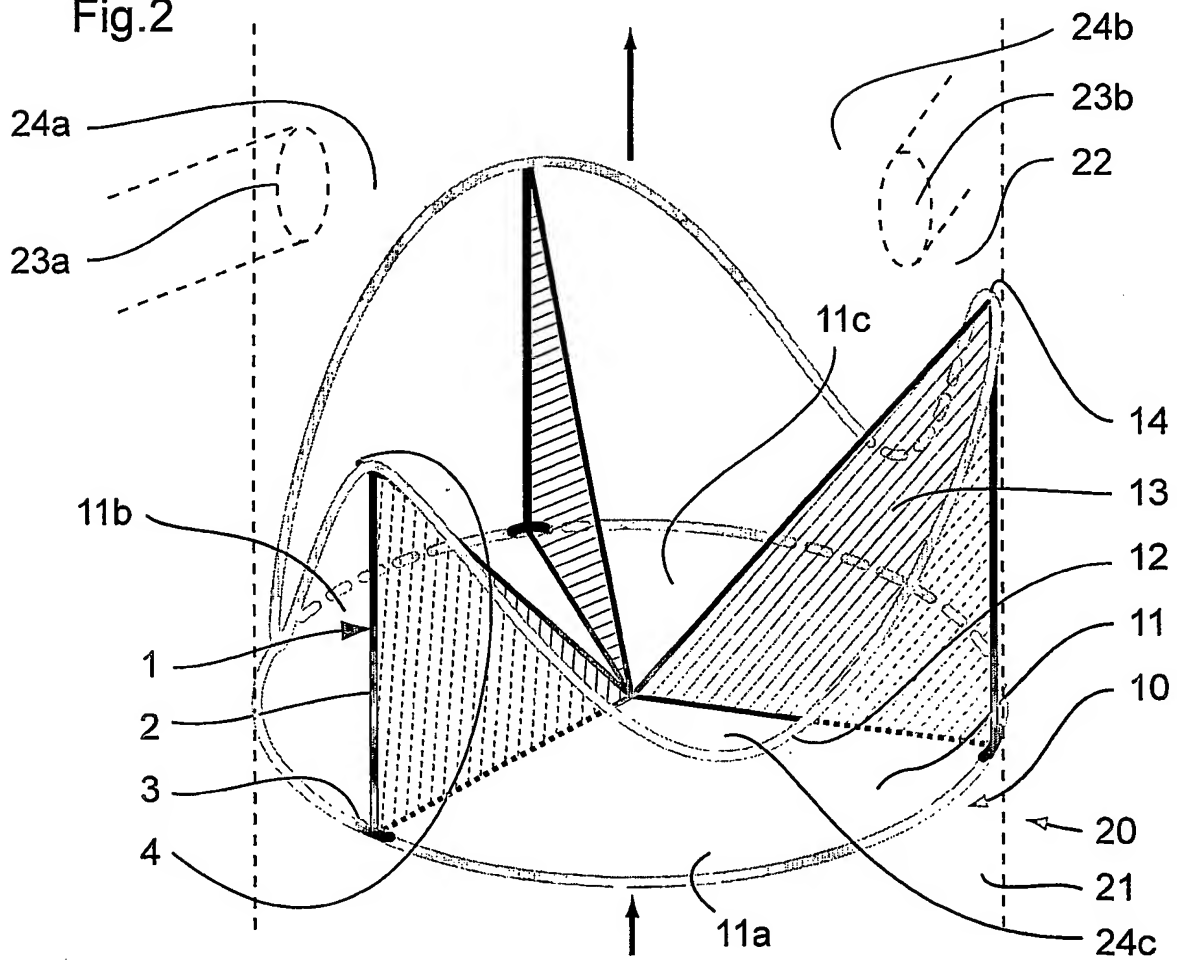


Fig.2





Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2004)

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/IB2004/000707

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 461 382 B1 (CAO DONGBU) 8 October 2002 (2002-10-08) column 1, line 28 - line 30; figures 1,2 column 5, line 4 - line 28	1,11-13
A	----	2,4
X	US 6 482 228 B1 (NORRED TROY R) 19 November 2002 (2002-11-19) column 4, line 23 -column 5, line 8; figures 6-13 column 5, line 63 - line 67	1,11,12
A	----	2,4,9
X	US 5 865 723 A (LOVE CHARLES S) 2 February 1999 (1999-02-02) abstract; figures -----	1,11

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB2004/000707

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0067661	A	16-11-2000	US 6309417 B1	30-10-2001
			US 6256543 B1	03-07-2001
			AU 4713200 A	21-11-2000
			WO 0067661 A2	16-11-2000
			US 2004106990 A1	03-06-2004
			US 2002032480 A1	14-03-2002
EP 0850607	A	01-07-1998	EP 0850607 A1	01-07-1998
			AU 5764998 A	31-07-1998
			CA 2276527 A1	09-07-1998
			WO 9829057 A1	09-07-1998
			EP 0967939 A1	05-01-2000
			US 2003014104 A1	16-01-2003
			US 2003109924 A1	12-06-2003
			US 2001007956 A1	12-07-2001
WO 0130275	A	03-05-2001	PL 336364 A1	07-05-2001
			AU 1064901 A	08-05-2001
			WO 0130275 A1	03-05-2001
US 6461382	B1	08-10-2002	AU 9090801 A	02-04-2002
			CA 2422009 A1	28-03-2002
			EP 1328215 A1	23-07-2003
			WO 0224118 A1	28-03-2002
			US 2003014105 A1	16-01-2003
US 6482228	B1	19-11-2002	NONE	
US 5865723	A	02-02-1999	AU 720362 B2	01-06-2000
			AU 1569297 A	28-07-1997
			CA 2240989 A1	10-07-1997
			EP 0874603 A1	04-11-1998
			JP 2000502586 T	07-03-2000
			WO 9724081 A1	10-07-1997

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE  
CIB 7 A61F2/24

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)  
CIB 7 A61F

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)  
EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	WO 00/67661 A (SPENCE PAUL A ;ORTIZ MARK (US)) 16 novembre 2000 (2000-11-16) page 25, ligne 5 -page 26, ligne 2; figure 9	1,2,4,9, 11-13
X	EP 0 850 607 A (CORDIS CORP) 1 juillet 1998 (1998-07-01) colonne 12, ligne 34 -colonne 13, ligne 19; revendication 14; figures 4B,8A,9A	1,11,12, 14
A		2,4,5
X	WO 01/30275 A (STOLARZEWICZ BOGDAN ;KRZY & SACUTE (PL); WSZO & LSTROK (PL); RELIG) 3 mai 2001 (2001-05-03) page 4, alinéa 2 - alinéa 5; figures	1-4,10, 11
A		8,9
	-/--	

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités:

- \*A\* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- \*E\* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- \*L\* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- \*O\* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- \*P\* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- \*T\* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- \*X\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- \*Y\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- \*&\* document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

22 juin 2004

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

30/06/2004

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale  
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Neumann, E

## C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US 6 461 382 B1 (CAO DONGBU) 8 octobre 2002 (2002-10-08) colonne 1, ligne 28 - ligne 30; figures 1,2 colonne 5, ligne 4 - ligne 28	1,11-13
A	---	2,4
X	US 6 482 228 B1 (NORRED TROY R) 19 novembre 2002 (2002-11-19) colonne 4, ligne 23 -colonne 5, ligne 8; figures 6-13 colonne 5, ligne 63 - ligne 67	1,11,12
A	---	2,4,9
X	US 5 865 723 A (LOVE CHARLES S) 2 février 1999 (1999-02-02) abrégé; figures -----	1,11

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
WO 0067661	A	16-11-2000	US 6309417 B1	30-10-2001
			US 6256543 B1	03-07-2001
			AU 4713200 A	21-11-2000
			WO 0067661 A2	16-11-2000
			US 2004106990 A1	03-06-2004
			US 2002032480 A1	14-03-2002
EP 0850607	A	01-07-1998	EP 0850607 A1	01-07-1998
			AU 5764998 A	31-07-1998
			CA 2276527 A1	09-07-1998
			WO 9829057 A1	09-07-1998
			EP 0967939 A1	05-01-2000
			US 2003014104 A1	16-01-2003
			US 2003109924 A1	12-06-2003
			US 2001007956 A1	12-07-2001
WO 0130275	A	03-05-2001	PL 336364 A1	07-05-2001
			AU 1064901 A	08-05-2001
			WO 0130275 A1	03-05-2001
US 6461382	B1	08-10-2002	AU 9090801 A	02-04-2002
			CA 2422009 A1	28-03-2002
			EP 1328215 A1	23-07-2003
			WO 0224118 A1	28-03-2002
			US 2003014105 A1	16-01-2003
US 6482228	B1	19-11-2002	AUCUN	
US 5865723	A	02-02-1999	AU 720362 B2	01-06-2000
			AU 1569297 A	28-07-1997
			CA 2240989 A1	10-07-1997
			EP 0874603 A1	04-11-1998
			JP 2000502586 T	07-03-2000
			WO 9724081 A1	10-07-1997

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**